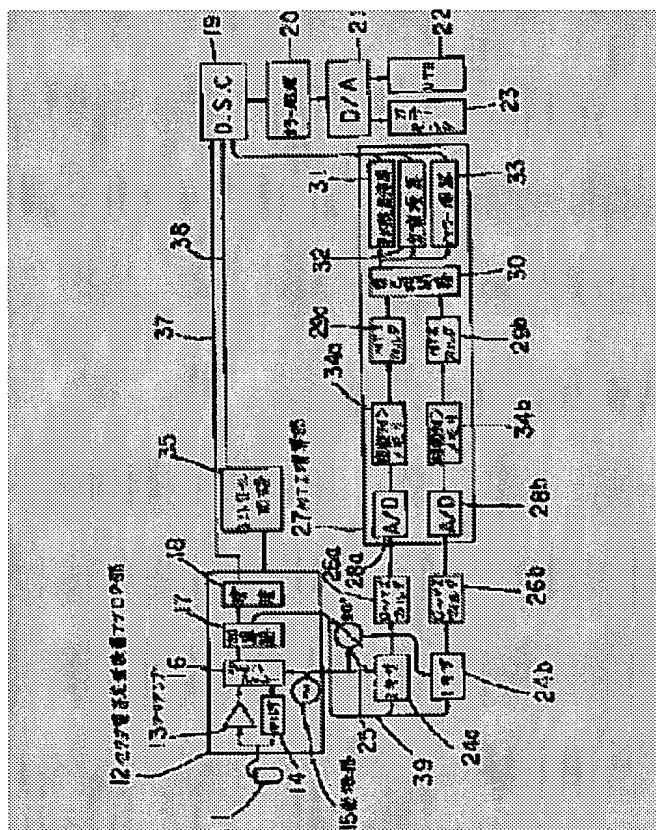


JP5237107

Patent number: JP5237107
Publication date: 1993-09-17
Inventor: SEO IKUJI
Applicant: TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO
Classification:
- **International:** A61B8/06; G01P5/00
- **European:**
Application number: JP19920291730 19921029
Priority number(s): JP19920291730 19921029

Abstract of JP5237107

PURPOSE: To observe a low flow velocity blood flow without deteriorating the maximum visual field depth, the number of frames and the picture quality by making a sampling frequency of Doppler information lower than an ultrasonic pulse repeat frequency, and also, maintaining a data collection interval so as to be constant. **CONSTITUTION:** An ultrasonic probe 11 transmits and receives an ultrasonic pulse to and from a subject. Also, a sector electronic scanner analog part 12 is constituted of a pre-amplifier 13, an oscillator 14, a delay line 16, an adder 17 and a detector 18, and changes and controls ultrasonic scanning order by a control circuit 35. Moreover, an MTI arithmetic part 27 is constituted of an A/D converter 28, plural line memories 34 and MTI filters 29, a self-correlator 30, an average speed arithmetic part 31, a distributed arithmetic part 32 and a power arithmetic part 33. In such a state, each arithmetic value is inputted to a D.S.C. 19, and converted to color information by a color processing circuit 20. In this case, a sampling frequency is made lower than an ultrasonic pulse repeat frequency, and also, a data collection interval is maintained at a constant level.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-237107

(43)公開日 平成5年(1993)9月17日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/06		7807-4C		
G 0 1 P 5/00	C	7907-2F		

審査請求 有 発明の数 1 (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平4-291730
(62)分割の表示 特願昭62-201244の分割
(22)出願日 昭和62年(1987)8月12日

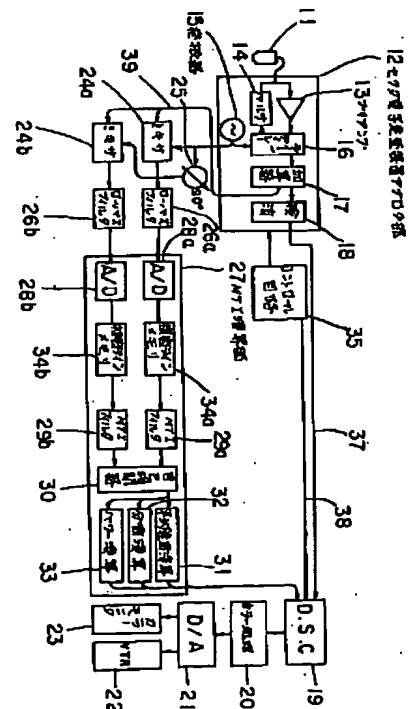
(71)出願人 000003078
株式会社東芝
神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
(72)発明者 瀬尾 育式
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内
(74)代理人 弁理士 三澤 正義

(54)【発明の名称】 超音波血流イメージング装置

(57)【要約】

【目的】 最大視野深度、フレーム数、画質を低下させることなく、低流速血流の観測ができる超音波血流イメージング装置を提供する。

【構成】 超音波パルス繰返し周波数 f_r' を有し、各走査ラインに対し n 個の超音波パルスの送受信を行う走査手段と、前記走査手段にて得られた受信データを各走査ライン毎に保持する記憶手段と、前記記憶手段に記憶されたデータから各走査ライン毎に血流情報を検出する検出手段と、各走査ラインに対する n 個の超音波パルスのサンプリング周波数 f_r が $f_r < f_r'$ となるよう、且つ前記記憶手段において各走査ライン毎に n 個の受信データの収集が完了する間隔がほぼ一定となるよう前記走査手段に対して超音波走査順制御を行う制御手段とを有することを特徴とするものである。



I

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に対して超音波走査を行い、得られた超音波パルスの受信データに基づき該被検体中の血流情報を求め、その分布を表示する超音波血流イメージング装置において、超音波パルス繰返し周波数 f_r' を有し、各走査ラインに対し n 個の超音波パルスの送受信を行う走査手段と、前記走査手段にて得られた受信データを各走査ライン毎に保持する記憶手段と、前記記憶手段に記憶されたデータから各走査ライン毎に血流情報を検出する検出手段と、各走査ラインに対する n 個の超音波パルスのサンプリング周波数 f_r が $f_r < f_r'$ となるよう、且つ前記記憶手段において各走査ライン毎に n 個の受信データの収集が完了する間隔がほぼ一定となるよう前記走査手段に対して超音波走査順制御を行う制御手段とを有することを特徴とする超音波血流イメージング装置。

【請求項2】 前記制御手段は、交互段数 P に基づく複数本の走査ラインを交互に走査して前記各走査ラインに対する n 個の超音波パルスのサンプリング周波数 f_r が $f_r = f_r' / P$ となるよう前記走査手段に対して超音波走査順の制御を行うことを特徴とする請求項1記載の超音波血流イメージング装置。

【請求項3】 前記制御手段は、設定された n 、 P の値に基づき前記走査手段に対して超音波走査順制御を行うことを特徴とする請求項2記載の超音波血流イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、超音波のドブラ効果を利用して被検体内の血流情報を求め、これを2次元表示する超音波血流イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 超音波ドブラ法とパルス反射法とを併用することによって一つの超音波プローブで血流情報と断層像（Bモード像）情報を得、断層像に重ねて血流情報をリアルタイムでカラー表示するようにした超音波血流イメージング装置が知られている。このような装置によって血流速度を測定する場合の動作原理は次の通りである。

【0003】 すなわち、被検体である生体内を流れている血流に対して超音波パルスを送波すると、この超音波ビームの中心周波数 f_c は流動する血球によって散乱されドブラ偏移を受けて周波数 f_d だけ変化して、この受波周波数 f は $f = f_c + f_d$ となる。このとき周波数 f_c 、 f_d は次式のように示される。

【0004】

【数1】

$$f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} \cdot f_c$$

ここで、 v : 血流速度

θ : 超音波ビームと血管とのなす角度

c : 音速

【0005】 従って、ドブラ偏移 f_d を検出することによって血流速度 v を得ることができる。

10 【0006】 このようにして得られた血流速度 v の2次元画像表示は次のように行われる。先ず図10のように超音波プローブ1から被検体に対してA、B、C、…方向に順次超音波パルスを送波してセクタ（又はリニア）スキャンを行うにあたり、図11の構成の超音波血流イメージング装置によってその超音波パルスのスキャン制御が行われる。

【0007】 最初にA方向に数回超音波パルスが送波されると、被検体内の血流でドブラ偏移されて反射されたエコー信号は同一プローブ1によって受波され、電気信号に変換されて受信回路2に送られる。

20 【0008】 次に位相検波回路3によってドブラ偏移信号が検出される。このドブラ偏移信号は超音波パルスの送波方向に設定された例えば256個のサンプル点ごとにとらえられる。各サンプル点でとらえられたドブラ偏移信号は周波数分析器4で周波数分析され、D、S、C、（デジタル・スキャン・コンバータ）5に送られここで走査変換された後に、表示部6に送出されA方向の血流速度分布像が2次元画像としてリアルタイムで表示される。

30 【0009】 以下B、C、…の各方向に対しても同様な動作が繰り返されて、各スキャン方向に対応した血流像（流速分布像）が表示されることになる。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、低流速の検出能は、周波数分析するデータ長に依存する。ドブラ信号のサンプリング周波数を f_r 、サンプリング数を n とすれば、周波数分析する波のデータ長 T_d は、

$$T_d = n / f_r \quad \dots(1)$$

であり、このときの周波数分解能 Δf_d は、

$$40 \quad \Delta f_d = 1 / T_d \quad \dots(2)$$

となる。従って、測定可能流速の下限 $f_{d \min}$ も、

$$f_{d \min} = 1 / T_d = f_r / n \quad \dots(3)$$

と表わせる。よって、低流速の血流まで検出しようとするれば、ドブラ信号のサンプリング周波数 f_r を小さくするか、データ数 n を大きくすればよい（図4、図5参照）。

【0011】 ところが、2次元ドブラ血流イメージングにおいては、次の関係式が成立する。

【0012】

$$50 \quad FN \cdot n \cdot m \cdot (1 / F_r') = 1 \quad \dots(4)$$

ここで、FN ; フレーム数、m ; 走査線数

f_r' ; 超音波送信パルス繰返し周波数 (PRF)

【0013】フレーム数FNは2次元血流像のリアルタイム性に関係し、通常8乃至30の値であり、これにより1秒間に8乃至30枚の画像を見ることができる。

【0014】図6に示すごとく、セクタ電子走査の場合、走査線数 $m=32$ 、超音波パルス繰返し周波数 (PRF) $f_r'=4$ KHz、サンプリング数 $n=8$ とすれば、フレーム数FNは約16になる。また、最大視野深度 D_{max} とPRF f_r' とには、

$$D_{max}=c/(2 \cdot f_r') \quad \dots(5)$$

なる関係がある。よって、低流速の検出能を向上させるために、PRF f_r' を大きくすると、最大視野深度 D_{max} を大きくとれない欠点を生じる。また、走査線数 m を小さくすれば、走査線密度が粗くなり、画質劣化を招来する。

【0015】以上の如く、低流速検出能を向上すると、何かを犠牲にしなければならないという欠点がある。

【0016】そこで本発明は上記の欠点を除去するもので、最大視野深度、フレーム数、画質を低下させることなく、低流速血流の観測ができる超音波血流イメージング装置の提供を目的としている。

【0017】

【課題を解決するための手段】本発明は、被検体に対して超音波走査を行い、得られた超音波パルスの受信データに基づき該被検体中の血流情報を求め、その分布を表示する超音波血流イメージング装置において、超音波パルス繰返し周波数 f_r' を有し、各走査ラインに対し n 個の超音波パルスの送受信を行う走査手段と、前記走査手段にて得られた受信データを各走査ライン毎に保持する記憶手段と、前記記憶手段に記憶されたデータから各走査ライン毎に血流情報を検出する検出手段と、各走査ラインに対する n 個の超音波パルスのサンプリング周波数 f_r が $f_r < f_r'$ となるよう、且つ前記記憶手段において各走査ライン毎に n 個の受信データの収集が完了する間隔がほぼ一定となるよう前記走査手段に対して超音波走査順制御を行う制御手段とを有することを特徴とするものである。

【0018】

【作用】前記制御手段により、超音波走査順を変更制御することで、超音波パルス繰返し周波数 f_r' よりもドブラ情報のサンプリング周波数 f_r を低下させ、かつ、データ収集間隔をほぼ一定として、前記記憶手段を介してドブラ情報を得るようにしているので、最大視野深度、フレーム数、画質を低下させることなく低流速血流の観測が可能となる。

【0019】

【実施例】以下、本発明を実施例により具体的に説明する。

【0020】図1は本発明一実施例装置のブロック図で

ある。

【0021】11は被検体に対して超音波パルスの送受を行う超音波プローブ、12はセクタ電子走査装置アナログ部で、プリアンプ13、パルサー14、発振器15、ディレーライン16、加算器17、検波器18から構成されている。19はD. S. C. (デジタル・スキャン・コンバータ)、20はカラー処理回路、21はD/A変換器、22はVTR、23はカラーモニタ、35はコントロール回路である。

10 【0022】コントロール回路35は、セクタ電子走査装置アナログ部12における超音波走査順の変更制御を行うもので、この変更制御においては、超音波パルス繰返し周波数を変えることなくドブラ情報のサンプリング周波数が低下される (これについては後に詳述する)。このコントロール回路35が本発明における制御手段に相当する。

【0023】加算器17から出力された信号のうち一方は検波器18、ライン37を介してD. S. C. 19へ送られ、断層像 (白黒Bモード像) を表示するために供される。他方はライン39以下に送られ、血流像を表示するために供される。ライン39から加えられた信号は二分され、各々ミキサー24a、24bに加えられる。各ミキサー24a、24bにはまた90°移相器25によって発振器15からの基準信号 f_o が90°位相差を持たせて各々加えられて掛算が行われる。この結果ローパスフィルタ26a、26bにはドブラ偏移信号 f_d と ($2f_o + f_d$) 信号が入力され、ローパスフィルタ26a、26bによって高周波成分が除去されてドブラ偏移信号 f_d のみが得られる。これは血流像のための位相検波出力信号となる。

30 【0024】図2(a)乃至(c)は各信号波形を示すもので、(a)は超音波プローブ11から被検体に対して送波される送信パルス、(b)は被検体から反射された受信パルス (受信エコー)、(c)は位相検波出力である。

【0025】上記位相検波出力信号には血流情報だけでなく、心臓の壁等のように動きの遅い物体からの不要な反射信号 (クラッタと称される) も含まれているので、このクラッタを除去するため位相検波出力はMTI (Moving Target Indicator) 演算部27に加えられる。

40 【0026】このMTI演算部27はA/D変換器28a、28b、複数ラインメモリ34a、34b、MTIフィルター29a、29b、自己相関器30、平均速度演算部31、分散演算部32、パワー演算部33から構成されている。

【0027】A/D変換器28a、28bはそれぞれローパスフィルタ26a、26bの出力をデジタル信号に変換するものであり、その変換出力は、後段に配置された複数ラインメモリ34a、34bに送出される。この複数ラインメモリ34a、34bは、超音波走査順変

更に応じて複数走査線分のドブラ情報を保持し得るもので、これが本発明における記憶手段に相当する。

【0028】図3はMTIフィルタの構成の一例を示し、 $1/Z$ は1レートの遅延、 Σ は加算器、 $K1$ 、 $K2$ は係数を示している。

【0029】自己相関器30は周波数分析法の一種であり、2次元の多点の周波数分析をリアルタイムで行う必要性から用いられている。

【0030】平均速度演算部31は、次式に基づいて平均ドブラシフト周波数 f_d を求める。

【0031】

【数2】

$$\overline{f_d} = \frac{\int f \cdot S(f) df}{\int S(f) df}$$

$S(f)$: パワースペクトラム

【0032】分散演算部32は、次式に基づいて分散 σ^2 を求める。

【0033】

【数3】

$$\sigma^2 = \frac{\int f^2 \cdot S(f) df}{\int S(f) df} - (\overline{f_d})^2$$

【0034】パワー演算部33は、次式に基づいてトータルパワーTPを求める。

【0035】

【数4】

$$TP = \int S(f) df$$

【0036】このトータルパワーTPは、血球から散乱エコーの強度に比例するが、MTIフィルタのカットオフ周波数以下に相当する移動物体からのエコーは除かれる。

【0037】各ポイントごとに演算された値（血流情報）はD. S. C. 19に入力され、データを補間した後、カラー処理回路20によってカラー情報に変換される。血流平均速度と血流速度分散とによる表示の場合には、プローブに近づく流れは赤系に変換され、プローブから遠ざかる流れは青系に変換される。また平均速度の大きさは輝度の違いによって表現され、速度分散は色相（緑を混ぜる）によって表現される。

【0038】上記構成の実施例装置において、超音波走査順の変更制御は次のように行われる。

【0039】図7に示すごとく、プローブ11の右端から超音波送信ビームをスキャンしていくとき、その走査順序を、1番右側の走査線（No. 1）→2番目の走査線（No. 2）→3番目の走査線（No. 3）→1番右側の走査線（No. 1）→…のように、N本（Nは2以上の整数。この

場合は $N=3$ である。）の独立した走査線間で交互に走査を行なうようにする。この場合、同一方向超音波送信ビームの繰返し周波数（ドブラ信号のサンプリング周波数） f_r は、

$$f_r = f_{r'} / 3 \quad \dots (6)$$

となり、すなわち f_r の周期T（同一方向超音波ビーム走査間隔）は $f_{r'}$ の周期 T' （超音波走査間隔）の3倍となり、上記(3)式から明らかなように、測定可能流速の下限 f_{dmin} は、従来の方式、すなわち、超音波送信ビームをn回続けて同一方向に送波し次に隣りの走査線について同様にn回行う方式に比べて、 $1/3$ に改善される。

【0040】同一方向超音波送信回数（ドブラ信号のサンプリング数）をnとすれば、図7の場合は $n=4$ である。超音波の送受順序に従って複数の走査線に交互に超音波が送受され、ドブラ情報が複数ラインメモリ34a、34bの対応ラインに順次書き込まれる。そして各走査線毎に4個目のデータ（ $n=4$ による）が取り込まれた時点で当該走査線についての4個のデータが複数ラインメモリ34a、34bより読み出されることになる。

【0041】このとき、4個のデータの出力のタイミングは、図7の場合においては一定間隔ではない。出力タイミングを一定とするには、図8に示すように走査すればよい。即ち、プローブ11の右端からスキャンしていくとき、その走査順序を、走査線No. 1→走査線No. m-1→走査線No. m→走査線No. 1→走査線No. 2→走査線No. m→走査線No. 1→走査線No. 2→走査線No. 3→走査線No. 1→…とする。このようにすれば、図7の場合と同様に、同一方向超音波送信ビームの繰返し周波数（ドブラ信号のサンプリング周波数） f_r を $1/3$ に下げることができると共に、データ出力タイミングを一定間隔にできる。

【0042】したがって、図8の実施例によれば、各走査線間のデータ出力タイミングが一定間隔となるので、図7の超音波走査順制御の場合とは異なり、一走査表示画面上において各走査線間で時相差が一定であり、且つ各走査線間の時相差が少ない超音波血流イメージング像を得ることができる。

【0043】ここで一般に、同一方向超音波送信ビームの繰返し周波数 f_r と超音波送信パルス繰返し周波数 $f_{r'}$ と低流速検出能改善比P（交互段数）とを考えると、

$$f_r = f_{r'} / P$$

と表わされる。図7、図8は $P=3$ の場合について示した。

【0044】ここで注意すべきことは、図8の場合でも、Pがnの整数倍であるときは、データ出力タイミングを一定間隔にすることができないということである。

【0045】例えば、 $n=4$ 、 $P=2$ の場合を図9に示す。データ出力タイミングの間隔が $3/f_{r'}$ 、 $5/f$

r' , $3/f r'$, $5/f r'$, ...と異なっている。

【0046】しかしながら、図9の実施例の場合においても、各走査線間のデータ出力タイミングをほぼ一定間隔とすることができるので、図7の超音波走査順制御の場合とは異なり、一走査表示画面上における各走査線間の時相差がほぼ一定であり、且つ各走査線間の時相差の少ない超音波血流イメージング像を得ることができる。

【0047】以上のような超音波走査によって得られた血流情報は、Bモード像情報と共にD. S. C. 19において走査変換され、カラー処理回路20及びD/A変換器21を介してカラーモニタ23に送出され、ここで可視化される。また、必要に応じてVTR 22に記録される。

【0048】このように本実施例においては、超音波走査順を変更制御することにより、超音波繰返し周波数 $f r'$ を変えずにドブラ情報のサンプリング周波数 $f r$ を低下させているので、最大視野深度 D_{max} 、フレーム数 FN 、画質を低下させることなく、低流速血流をも観測することができる。

【0049】尚、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、種々の変形実施が可能であるのは言うまでもない。

10

【0050】

【発明の効果】以上詳述したように本発明によれば、各走査ライン毎のデータ収集の間隔をほぼ一定とすることができるとともに、最大視野深度、フレーム数、画質を低下させることなく、低流速血流の観測を可能とした超音波血流イメージング装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明一実施例装置のブロック図

【図2】本発明装置の主要部の波形図

【図3】本発明装置の主要部のブロック図

【図4】データ数の説明図

【図5】周波数分解能の説明図

【図6】セクタ電子走査の説明図

【図7】本実施例装置の作用説明図

【図8】他の実施例の作用説明図

【図9】他の実施例装置の作用説明図

【図10】従来例を示すスキャンパターン図

【図11】従来例のブロック図

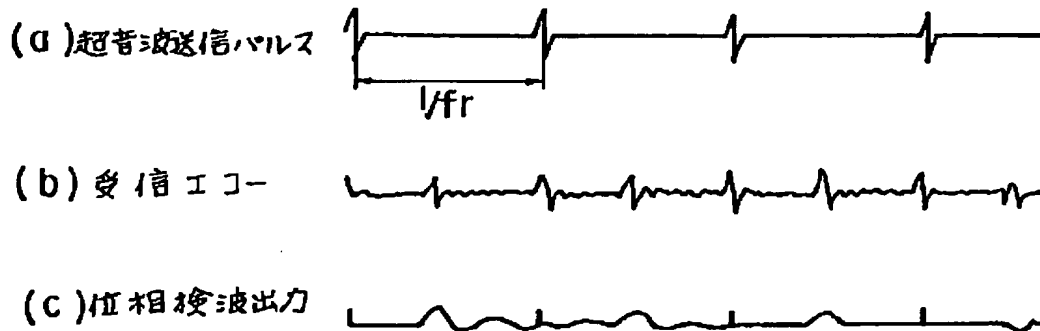
【符号の説明】

12 セクタ電子走査装置アナログ部

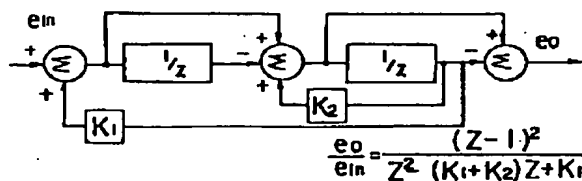
34a, 34b 複数ラインメモリ（記憶手段）

35 コントロール回路（制御手段）

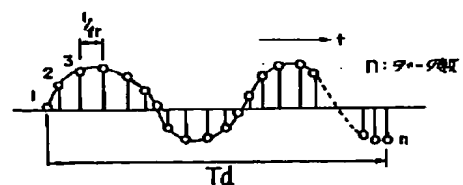
【図2】



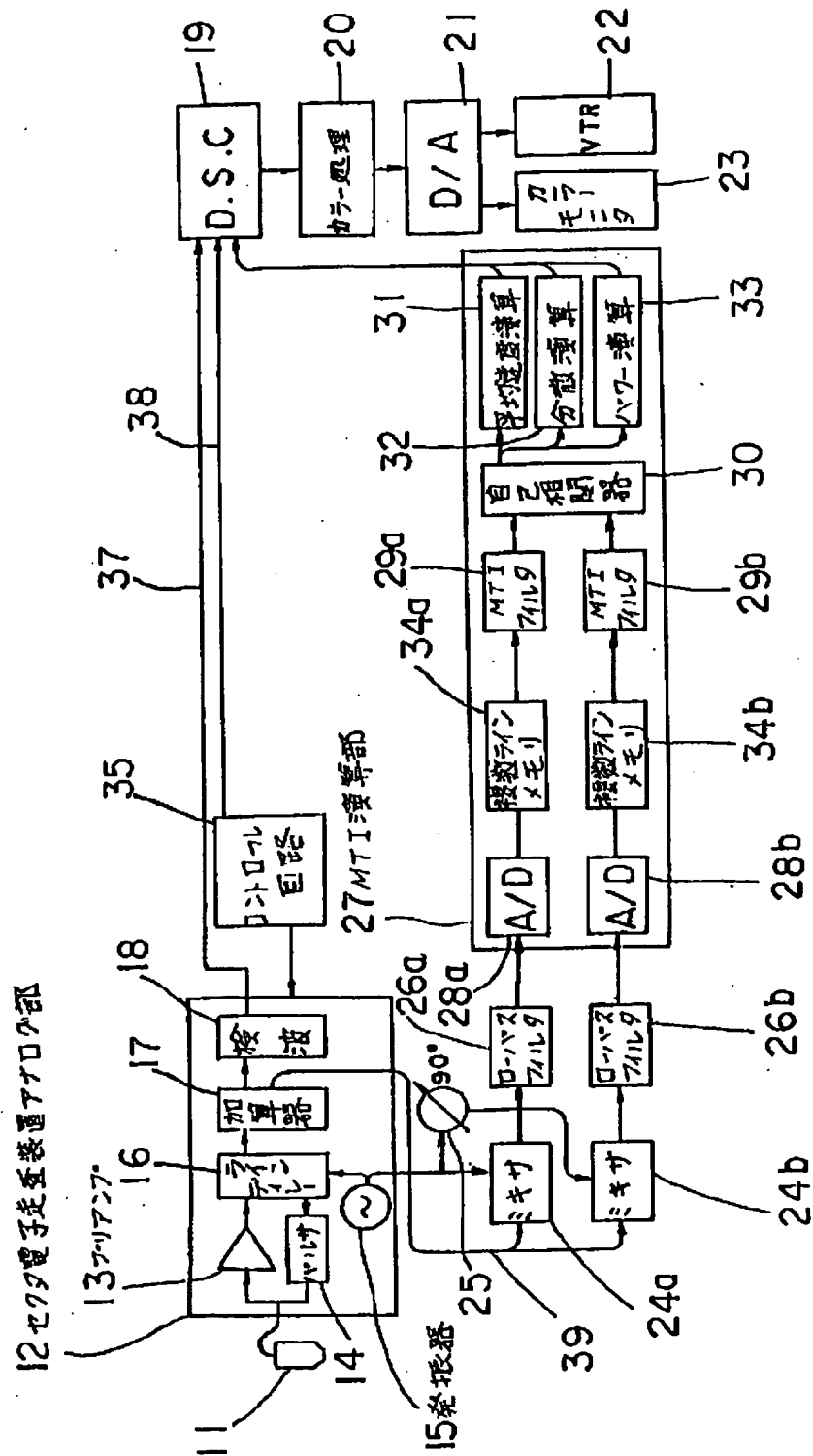
【図3】



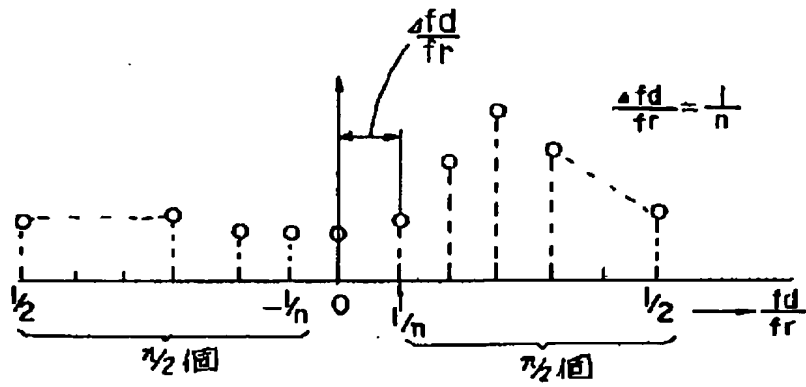
【図4】



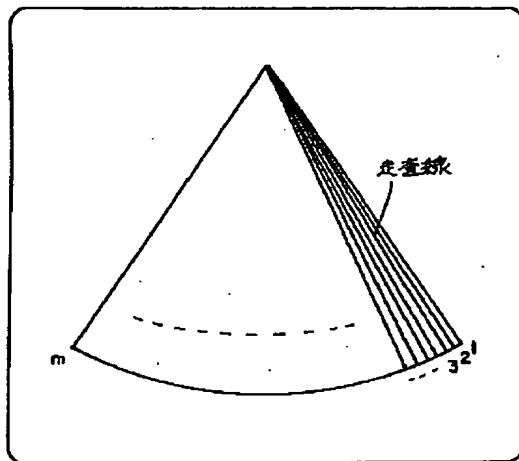
【図1】



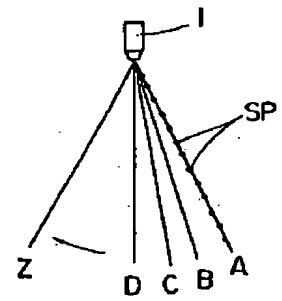
【図5】



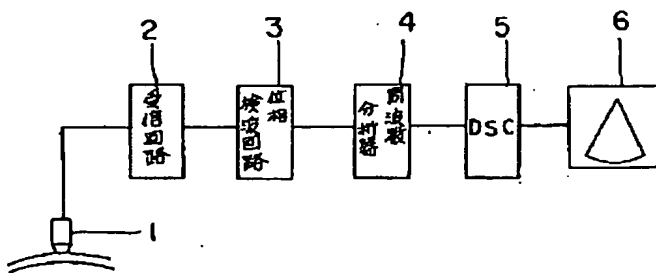
【図6】



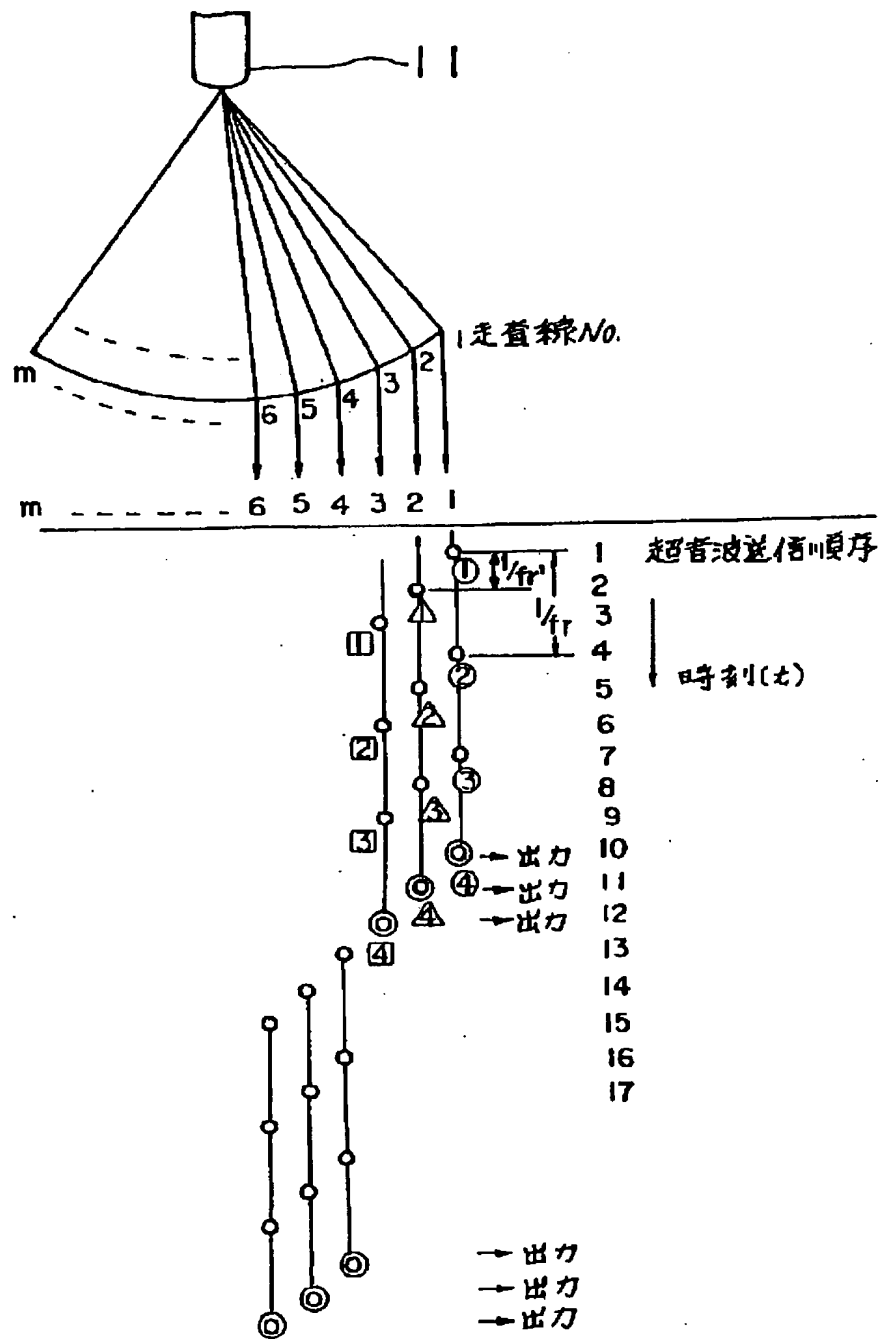
【図10】



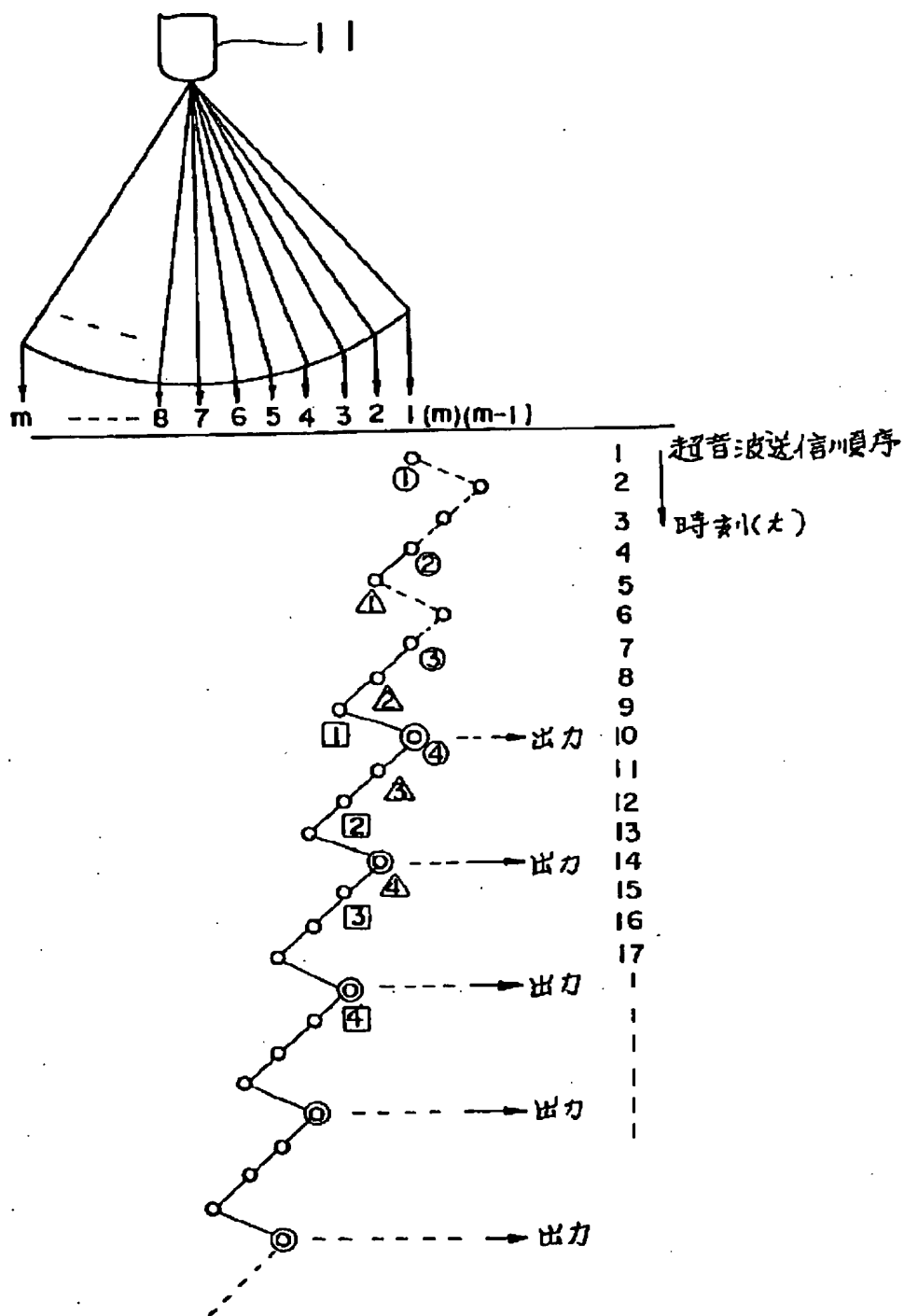
【図11】



【図7】



【図8】



【図9】

